

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 45 116.8

Anmeldetag: 27. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Erzeugung eines Bildes mittels
eines tomographiefähigen Röntgengeräts mit
mehrzeiligem Röntgendetektorarray

IPC: G 01 N, A 61 B, G 06 T

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 28. August 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Strenne

Beschreibung

Verfahren zur Erzeugung eines Bildes mittels eines tomogra-
phiefähigen Röntgengeräts mit mehrzeiligem Röntgendetektorar-
5 ray

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur Erzeugung
eines Bildes eines Untersuchungsobjekts mit einem tomogra-
phiefähigen Röntgengerät, insbesondere mit einem Computerto-
10 mographiegerät, welches ein mehrzeiliges Röntgendetektorar-
ray, einen um eine Systemachse rotierbaren, ein kegelförmiges
Strahlenbündel emittierenden Röntgenstrahler und eine Positi-
oniereinrichtung aufweist, mittels der das Untersuchungsob-
jekt in einer Richtung parallel zu der Systemachse an unter-
15 schiedlichen z-Positionen relativ zu dem Röntgenstrahler po-
sitionierbar ist, wobei aus von dem Röntgenstrahler generier-
ten Rohdaten das Bild rekonstruiert wird, und wobei die Roh-
daten generiert werden

- durch eine Rotationsabtastung, bei der eine Vielzahl von
20 Projektionen während wenigstens eines Umlaufs oder Teilum-
laufs des Röntgenstrahlers um das Untersuchungsobjekt auf-
genommen wird, und
- durch eine geradlinige Abtastung, bei der bei nicht rotie-
rendem Röntgenstrahler Durchstrahlungswerte an unter-
25 schiedlichen z-Positionen des Untersuchungsobjektes aufge-
nommen werden.

Die Erfindung bezieht sich außerdem auf ein Verfahren zur Er-
zeugung eines Bildes eines Untersuchungsobjektes mit einem
30 tomographiefähigen Röntgengerät, insbesondere mit einem Com-
putertomographiegerät, welches ein mehrzeiliges Röntgendetek-
torarray, einen um eine Systemachse rotierbaren, ein kegel-
förmiges Strahlenbündel emittierenden Röntgenstrahler und ei-
ne Positioniereinrichtung aufweist, mittels der das Untersu-
35 chungsobjekt in einer Richtung parallel zu der Systemachse an
unterschiedlichen z-Positionen relativ zu dem Röntgenstrahler
positionierbar ist.

In der zweidimensionalen Computertomographie werden Rohdaten für eine nachfolgende Bildrekonstruktion beispielsweise mittels Fächerstrahlgeräten aufgezeichnet. Ein solches Fächerstrahlgerät weist eine einzige Detektorzeile auf, deren einzelne Detektorelemente in azimuthaler Richtung angeordnet sind. In Anpassung an diese Detektorgeometrie wird mittels einer Einblendvorrichtung ein im Wesentlichen planarer Röntgenstrahlenfächer erzeugt. Unter Rotation des Röntgenstrahlers wird eine Vielzahl unterschiedlicher Projektionen des Untersuchungsobjekts, insbesondere des Patienten, aufgenommen. Falls während dieser Rotation der Relativabstand zwischen dem Röntgenstrahler und dem Untersuchungsobjekt in einer Richtung parallel zur Systemachse unverändert bleibt, wird eine einzige Schicht, also ein zweidimensionales Teil, des Untersuchungsobjekts abgetastet. Ergebnis einer nachfolgenden Bildrekonstruktion, bei der insbesondere sogenannte Faltungsalgorithmen (Filtered Back Projection) zum Einsatz kommen, ist dann ein zweidimensionales Tomogramm oder CT-Bild der abgetasteten Schicht senkrecht zur Rotations- oder Systemachse.

Zur Abtastung eines Volumens des Untersuchungsobjekts werden in einem sogenannten Sequenz-Scan nacheinander an unterschiedlichen Relativpositionen (z-Positionen) des Röntgenstrahlers zum Untersuchungsobjekt entlang einer Richtung parallel zur Systemachse jeweils Rohdaten aus einer Schicht erzeugt und für jede Schicht eine zweidimensionale Bildrekonstruktion durchgeführt. Die aus den einzelnen Bildrekonstruktionen resultierenden Tomogramme können dann stapelartig zu einem 3D-Bild zusammengesetzt werden.

Um im Untersuchungsobjekt oder Patienten eine gewünschte Schicht oder ein gewünschtes, in z-Richtung abzuscannendes Volumen aufzufinden, sind sogenannte Übersichtsaufnahmen oder Topogramme bekannt. Bei diesem Aufnahmeprinzip bleibt das Abtastsystem in einer festen Winkelposition, z.B. Röntgenröhre

über und Detektor unter dem Patienten. Dieser wird sodann durch die Messöffnung gefahren. Dabei ergeben sich Zeilenprofile, die im Rechner zu einem Schattenbild zusammengesetzt und auf einem Bildmonitor dargestellt werden. Mit Hilfe
5 einblendbarer Markierungen kann dann der gewünschte Aufnahme- oder Scan-Bereich ausgewählt und automatisch angefahren werden. Entsprechende Verfahren und Vorrichtungen sind beispielsweise bekannt aus DE 42 23 430 C1 oder DE 197 21 535 C2.

10

Insbesondere zur Verbesserung des Bildkontrastes wurde die sogenannte Spiral-Abtastung entwickelt, bei der der Röntgenstrahler eine helixförmige Bahn um das Untersuchungsobjekt bei kontinuierlicher Bewegung entlang der Systemachse aus-
15 führt. Indem in einem Vorschnitt vor der eigentlichen Bildrekonstruktion zunächst aus den bei der Spiralabtastung anfallenden Daten planare Datensätze ermittelt werden (sogenannte Spiral-Algorithmen oder Schichtinterpolationsverfahren), ist letztlich auch die Spiralabtastung mittels dem bereits er-
20 wählten 2D-Rekonstruktionsverfahren durchführbar.

25

30

35

In der letzten Zeit wurden Computertomographiegeräte mit mehrzeiligen Röntgendetektorarrays entwickelt. Vorteil dieser Geräte sind ein noch besserer Bildkontrast, weniger Strahlendosis für den Patienten und ein schnellerer Untersuchungsablauf ebenso wie die Verringerung von Bewegungsartefakten infolge von während der Untersuchung des Patienten stattfindenden Bewegungen desselben (z.B. Untersuchung des Herzens). Die Einblendung des Röntgenstrahlers auf ein solches mehrzeiliges
30 Röntgendetektorarray ist somit nicht mehr zweidimensional wie bei einem Fächerstrahlgerät, sondern dreidimensional. Man spricht daher auch von Kegelstrahlgeräten (Cone Beam CT Scanner). Bedingt durch die konusförmige Abtastung ist im Allgemeinen eine Korrektur des schrägen Strahlenverlaufs im Volumen erforderlich. Dazu sind spezielle 3D-Rekonstruktionsver-
35 fahren, auch als Kegelstrahl-Bildrekonstruktionsverfahren be-

zeichnet, erforderlich. Man unterscheidet zwischen sogenannten approximativen und exakten Verfahren.

Approximative Algorithmen, beispielsweise basierend auf einer
5 2D-Radoninversion, sind beispielsweise beschrieben in dem
Fachartikel von M. Kachelriess, S. Schaller, W. A. Kalender,
"Advanced Single-Slice Rebinning in Cone-Beam Spiral CT",
Med. Phys., Vol. 27,4 (2000), Seite 745-772, oder in dem
Fachartikel von S. Schaller, K. Stierstorfer, H. Bruder, M.
10 Kachelriess, T. Flohr, "Novel approximate approach for high-
quality image reconstruction in helical cone beam CT at ar-
bitrary pitch", SPIE Med. Imag. Conf., Vol 4322 (2001), Sei-
ten 113-127. Diese Algorithmen sind zwar, beispielsweise hin-
sichtlich der freien Einstellbarkeit des sogenannten Pitch
15 (= Verhältnis von z-Vorschub pro Umlauf zur Schichtdicke),
sehr flexibel, sind jedoch andererseits bei Detektorarrays
mit einer Vielzahl von Zeilen, beispielsweise schon bei mehr
als vier Zeilen, nicht zufriedenstellend exakt, weil der
durch die Approximation entstehende Fehler dabei mit zuneh-
20 mendem Kegelwinkel wächst.

Es wurden daher auch Verfahren entwickelt, die den Kegelwin-
kel exakt berücksichtigen. Solche Verfahren, beispielsweise
auch für flächenartige Detektoren mit großer Zeilenzahl, z.B.
25 256 Zeilen, und mit großer Konusöffnung sind zum Beispiel be-
schrieben in dem Fachartikel von S. Schaller, F. Noo, F. Sau-
er, K. C. Tam, G. Lauritsch, T. Flohr: "Exact Radon rebinning
algorithm for the long object problem in helical cone-beam
CT" in Proc. of the 1999 Int. Meeting on Fully 3D Image Re-
30 construction (1999), Seiten 11 bis 14, oder in dem Facharti-
kel von H. Kudo, F. Noo, M. Defrise: "Cone-beam filtered-
backprojection algorithm for truncated helical data" in Phys.
Med. Biol., Band 43 (1998), Seiten 2885-2909. Diese exakten
Cone-Beam-Algorithmen erfordern jedoch zur bestmöglichen Nut-
35 zung der Detektordaten und der applizierten Strahlendosis ei-
nen maximalen Tischvorschub, der ca. das 1,5-Fache der Detek-

torhöhe beträgt. Eine derartige große Vorschubgeschwindigkeit ist aber in vielen Anwendungsfällen nicht erwünscht.

5 Um einen vollständigen Datensatz zu ermitteln, der ausrei-
chend für eine 3D-Rekonstruktion ist, muss die sogenannte
Tuy-Bedingung eingehalten werden, die in dem Fachartikel von
H. Tuy: "An inversion formula for cone-beam reconstruction",
SIAM journal on applied mathematics, Band 43, Nr. 3 (1983),
Seiten 546-552, beschrieben ist. Gemäß dieser Bedingung muss
10 jede das abzubildende Objekt durchdringende Ebene wenigstens
einmal von der Bahn des Röntgenfokus durchstoßen werden. Für
eine 3D-Rekonstruktion wird daher allein bei einer Rotations-
abtastung, beispielsweise in einem Sequenz-Scan, kein ausrei-
chender Datensatz erzeugt. Mit anderen Worten: Die Abtastung
15 im 3D-Radonraum ist unvollständig. Dieser sollte idealerweise
alle Ebenenintegrale des Strahlenkonus beliebig im Untersu-
chungsobjekt orientierter Ebenen enthalten.

Zum Erhalt eines vollständigen Datensatzes für ein Kegel-
20 strahl-Bildrekonstruktionsverfahren ist es aus US 6,014,419 A
und US 5,170,439 A bekannt, die Rotationsabtastung mit einer
geradlinigen Abtastung zu kombinieren und die gesamte Daten-
menge als Ausgangsdatsatz für die Bildrekonstruktion zu
verwenden. Gemäß den genannten Schriften findet eine Kombina-
25 tion aus einer geradlinigen Abtastung und einer Rotationsab-
tastung mehrfach hintereinander statt, bis das interessieren-
de Volumen vollständig abgetastet ist. Bei diesem sogenannten
"Circle-and-Line-Orbit" ist es also nach jedem Rotationsab-
tastungsschritt erforderlich, die Rotation des Röntgenstrah-
30 lers zu unterbrechen, um dann bei nicht rotierendem Röntgen-
strahler einen der vielen linearen Abtastschritte ausführen
zu können. Wie bereits in US 6,014,419 A erwähnt ist, ist
diese ständige Unterbrechung der Rotationsbewegung uner-
wünscht und führt auch zu einem Zeitnachteil. In dieser
35 Schrift wird daher als Alternative ein sogenannter "Circle-
and-Helix-Scan" vorgeschlagen, wodurch die gesamte Datener-
fassungszeit erheblich reduziert sein soll.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, Verfahren zur Erzeugung eines Bildes eines Untersuchungsobjekts mit einem Computertomographiegerät anzugeben, mit welchen die Ausgangsdaten für eine nachfolgende Bildrekonstruktion in noch kürzerer Zeit erfassbar sind.

Diese Aufgabe wird in einer ersten Variante gemäß der Erfindung bezogen auf das eingangs erstgenannte Verfahren dadurch gelöst, dass alle zur Bildrekonstruktion verwendeten, durch geradlinige Abtastung generierten Durchstrahlungswerte in einer kontinuierlichen geradlinigen Abtastbewegung aufgezeichnet werden. Es wird also in einem zusammengehörigen, gemeinsamen Abtastschritt die Gesamtheit aller geradlinigen Abtastwerte erfasst, welche für eine vollständige 3D-Bildrekonstruktion erforderlich sind. Damit sind die für eine Bildrekonstruktion erforderlichen Daten besonders schnell generierbar. Dabei dienen insbesondere die aus der geradlinigen Abtastung stammenden Durchstrahlungswerte der Ergänzung der Projektionsdaten aus der Rotationsabtastung im Hinblick auf die eingangs genannte Tuy-Bedingung. Die Daten aus der Rotationsabtastung ("circle-scan") und aus der geradlinigen Abtastung ("line-scan") stammen zumindest teilweise aus dem gleichen Messvolumen des Untersuchungsobjekts.

Bei dem Verfahren nach der Erfindung wird ein tomographiefähiges Röntgengerät verwendet, also insbesondere ein Röntgendiagnostiksystem, mittels dem aus mehreren, bei unterschiedlichen Durchstrahlungswinkeln aufgenommenen und zu einem Rohdatensatz zusammengefassten Durchstrahlungsdaten eine Bildrekonstruktion durchführbar ist. Derartige Geräte können mechanisch sowohl als Computertomographie-Gerät als auch in Form eines C-Bogengerätes ausgeführt sein.

Bei einem Computertomographie-Gerät rotiert ein Röntgenstrahler, und zumeist zusammen mit diesem auch der zugeordnete Röntgendetektor, in vollen Umläufen um die Patientenachse.

Das gewünschte anatomische Volumen wird abgetastet durch schrittweisen Vorschub (Sequenz-Mode) des Patientenlagerungstisches relativ zum Röntgenstrahler und Röntgendetektor oder alternativ durch einen kontinuierlichen Tischvorschub (Spiralabtastung). In C-Bogen-Geräten sind nur Teilumläufe von weniger als 360° möglich, was aber für eine Bildrekonstruktion ausreichen kann.

Das CT-Bild oder -Tomogramm wird bei dem Verfahren nach Erfindung insbesondere auf Basis eines echten 3D-Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert.

Bei dem Verfahren nach der Erfindung kann die Bildrekonstruktion mit verschiedenen Rekonstruktionsverfahren durchgeführt werden. Als Beispiel seien die in US 5,270,926 A oder die in dem Fachartikel G. L. Zeng, G. T. Gullberg beschriebenen Kegelstrahl-Rekonstruktionsverfahren genannt. Der letztgenannte Fachartikel hat den Titel "A cone-beam tomography algorithm for orthogonal circle-and-line orbit", Phys. Med. Biol., Band 37, Nr. 3 (1992), Seiten 563-577.

Das kegelförmige Strahlenbündel könnten auch als konusförmig ("cone beam") bezeichnet werden.

Bei dem Verfahren nach der Erfindung werden während der kontinuierlichen geradlinigen Abtastbewegung die Durchstrahlungswerte insbesondere unmittelbar nacheinander, vorzugsweise ohne dazwischen stattfindende Rotation des Röntgenstrahlers, aufgenommen. Es ist somit nicht nötig, die rotierende Gantry jeweils nach Ende oder vor Beginn eines Line-Scans auf die volle Rotationsgeschwindigkeit zu beschleunigen bzw. in den Ruhezustand abzubremsen.

Entsprechend werden vorzugsweise alle zur Bildrekonstruktion verwendeten, durch Rotationsabtastung generierten Projektionen in einer kontinuierlichen Rotationsbewegung des Röntgenstrahlers aufgenommen. Dies hat den Vorteil, dass ständiges

Abbremsen und Beschleunigen mit den daraus resultierenden Trägheitskräften entfallen kann. Während des Rotationsabtastungsschritts kann der Röntgenstrahler beispielsweise einen Spiral-Scan ausführen.

5

Mit besonderem Vorteil wird bei dem Verfahren nach der Erfindung jedoch die Rotationsabtastung durchgeführt, indem nacheinander unterschiedliche z-Positionen eingestellt werden und dort jeweils bei gleichbleibender z-Position eine Vielzahl von Projektionen während jeweils wenigstens eines Umlaufs des Röntgenstrahlers um das Untersuchungsobjekt aufgenommen werden. Es werden z.B. nacheinander mehrere senkrecht auf der System- oder Rotationsachse stehende Ebenen abgetastet (Sequenz-Scan).

15

Im Zusammenhang mit der Verwendung eines als Flächendetektor ausgebildeten Röntgenstrahlers, also eines Röntgenstrahlers mit wenigstens 64, vorzugsweise 256, Detektorzeilen, ergibt sich bei der ersten Variante des Verfahrens nach der Erfindung folgende besonders bevorzugte Ausführungsform: Es wird die Rotationsabtastung durchgeführt, indem an einer einzigen z-Position eine Vielzahl von Projektionen während wenigstens eines Umlaufs des als Flächendetektor ausgebildeten Röntgenstrahlers um das Untersuchungsobjekt aufgenommen werden. Ein solcher Betriebsmodus ist insbesondere für dynamische Untersuchungen am Herzen sinnvoll, insbesondere falls der Flächendetektor in z-Richtung das gesamte Herzvolumen ohne Veränderung der z-Position erfassen kann. Mehrfachumläufe in Kombination mit retrospektiver Datensortierung ermöglichen dann die phasengenaue Darstellung des Herzens in hoher zeitlicher Auflösung.

25

30

35

Den beiden letztgenannten, auf einen Sequenz-Betriebsmodus abzielenden Ausführungsformen, bei welchen an einer oder mehreren, jeweils konstanten z-Positionen jeweils eine Vielzahl von Projektionen aufgenommen wird, liegt die Überlegung zugrunde, dass die für den Spiral-Betrieb entwickelten, ein-

gangs erwähnten exakten Kegelstrahl-Rekonstruktionsalgorithmen in der Regel einen derart großen Tischvorschub erfordern, der für viele Anwendungsfälle, insbesondere im Bereich der dynamischen Untersuchung des Herzens, nicht erwünscht ist.

- 5 Mit dem Verfahren nach der Erfindung ist die Untersuchung in einem Sequenz-Betriebsmodus möglich und es werden dennoch ausreichend Daten für eine 3D-Bildrekonstruktion generiert.

10 Nach einer ganz besonders bevorzugten Ausgestaltung wird die geradlinige Abtastung als Topogramm vorgenommen. Ein solches Topogramm, auch als Schattenbild oder Übersichtsaufnahme bezeichnet, wird bei einer Untersuchung mit einem Computertomographiegerät vom medizinischen Personal in der Regel ohnehin vor Beginn der Untersuchung aufgenommen, um den zu interessierenden Bereich zu lokalisieren. Bei der bevorzugten Ausgestaltung des Verfahrens werden somit die vor der eigentlichen CT-Messung ohnehin akquirierten Topogrammdaten, die bislang lediglich der Orientierung des Patienten dienten, zur Bildrekonstruktion herangezogen.

20

In einer zweiten Variante wird die Aufgabe bezogen auf das eingangs genannte zweite Verfahren gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass

- 25 a) ein Topogramm aufgenommen wird, in dem bei nicht rotierendem Röntgenstrahler Durchstrahlungswerte an unterschiedlichen z-Positionen des Untersuchungsobjektes aufgenommen werden,
- b) das Topogramm zur Auswahl eines interessierenden Bereichs des Untersuchungsobjekts auf einer Anzeigeeinheit zur Anzeige gebracht wird,
- 30 c) das Topogramm abgespeichert wird,
- d) anschließend eine Rotationsabtastung durchgeführt wird, bei der eine Vielzahl von Projektionen während wenigstens eines Umlaufs oder Teilumlaufs des Röntgenstrahlers um das
- 35 Untersuchungsobjekt aufgenommen wird, und

e) aus den abgespeicherten Topogrammdaten zusammen mit den während der Rotationsabtastung aufgenommenen Rohdaten das Bild rekonstruiert wird.

- 5 Die auf das erstgenannte Verfahren nach der Erfindung genannten Erläuterungen, Vorteile und bevorzugten Ausführungsformen gelten für das zweitgenannte Verfahren analog.

10 Wie bei dem erstgenannten Verfahren wird auch bei dem zweitgenannten Verfahren im Falle der Verwendung eines Flächendetektors das Topogramm vorzugsweise mit dessen voller Ausblendung aufgenommen.

15 Vorzugsweise umfasst die Rotationsabtastung zumindest den interessierenden Bereich. Es genügt somit im Grenzfall genau eine Rotationsabtastung.

20 Nach einer besonderen Ausführungsform werden alle zur Bildrekonstruktion verwendeten, durch Rotationsabtastung generierten Projektionen in einer kontinuierlichen Rotationsbewegung des Röntgenstrahlers aufgenommen.

25 Ein Ausführungsbeispiel für die Verfahren nach der Erfindung wird nachfolgend anhand der Figuren 1 bis 3 näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 ein zur Durchführung der Verfahren geeignetes Computertomographiegerät in vereinfachter, perspektivischer Teilansicht,

30

Figur 2 ein ähnliches Computertomographiegerät wie in Figur 1, allerdings in einer Längsschnittdarstellung, und

35

Figur 3 ein Ablaufdiagramm für ein Ausführungsbeispiel der Verfahren nach der Erfindung.

In **Figur 1** ist ein CT-Gerät 1 der 3. Generation im relevanten Ausschnitt dargestellt, das zur Durchführung der Verfahren nach der Erfindung geeignet ist. Dessen Messanordnung weist einen Röntgenstrahler 2 mit einer dieser vorgelagerten quellen-
5 lennahen Einblendvorrichtung 3 und einen als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen - eines von diesen ist in Fig. 1 mit 4 bezeichnet - ausgebildeten Röntgendetektor 5 mit einer diesem vorgelagerten optionalen detektornahen Strahlenblende 6 (siehe Fig. 2) auf. In
10 Fig. 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur 4 Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt, der zweidimensionale Röntgendetektor 5 weist jedoch weitere Zeilen von Detektorelementen 4 auf, optional auch mit unterschiedlicher Breite b. Der Röntgendetektor 5 ist insbesondere als Festkörper-Matrix-
15 detektorsystem, insbesondere als Flachbilddetektor und/oder insbesondere umfassend eine - vorzugsweise unstrukturierte - Szintillatorschicht sowie eine zugeordnete elektronische Photoempfängermatrix, beispielsweise auf a-Si-Basis. Ein solcher a-Si-Detektor ist in dem Fachartikel von R. F. Schulz "Digitale Detektorsysteme für die Projektionsradiographie", Fort-
20 schritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren (Röfo), Band 173, 2001, Seite 1137 bis 1146, beschrieben. Auf den dortigen Offenbarungsgehalt wird ausdrücklich Bezug genommen. Der Röntgendetektor 5 hat insbeson-
25 dere eine derartige Dimension, dass das Herzvolumen eines Patienten ohne Vorschub in Richtung der Systemachse Z möglich ist.

30 Der Röntgenstrahler 2 mit der Einblendvorrichtung 3 einerseits und der Röntgendetektor 5 mit seiner Strahlenblende 6 andererseits sind an einem (nicht explizit gezeichneten) Drehrahmen (Gantry) einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts 1 von dem Röntgen-
35 strahler 2 ausgehendes, durch die einstellbare Einblendvorrichtung 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf den

Röntgendetektor 5 auftrifft. Dabei ist mittels der Einblendvorrichtung 3 und ggf. mittels der detektornahen Strahlenblende 6 ein Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Röntgendetektors 5
5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in dem in den Fig. 1 veranschaulichten Betriebsmodus vier Zeilen von Detektorelementen 4, die als aktive Zeilen bezeichnet werden.

10 Der Drehrahmen kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine Systemachse Z in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z-Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems. Der Rotationswinkel ist mit ϕ bezeichnet.

15 Die Spalten des Röntgendetektors 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z-Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z-Achse verlaufen.
20

Um das Untersuchungsobjekt, z.B. den Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z, also in Richtung der z-Achse verschiebbar ist.
25

Das gewünschte anatomische Volumen wird abgetastet durch schrittweisen Vorschub (Sequenz-Mode) des Patientenlagerungstisches 9 relativ zum Röntgenstrahler 2 und Röntgendetektor 5
30 oder alternativ durch einen kontinuierlichen Tischvorschub (Spiralabtastung).

Beim Sequenz-Scan werden Messdaten nacheinander aus unterschiedlichen, jeweils senkrecht auf der Systemachse Z stehenden Schichten aufgezeichnet. Während der Abtastung einer jeder der Schichten unter Rotation des Drehrahmens findet keine Translationsbewegung statt. Ein Translationsschritt wird aber
35

jeweils zur Positionierung des Drehrahmens in einer neuen Schicht durchgeführt. Während dieses Translationssschritts kann der Drehrahmen weiterrotieren, ohne dass hierbei aber Messdaten aufgezeichnet würden.

5

Beim Spiralmode wird durch eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung 9 in dem Sinne, dass das (einstellbare) Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, ein gewünschter Wert für den Vorschub h der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt. Es wird dann ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts untersucht, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung derart vorgenommen wird, dass unter Rotation des Drehrahmens und gleichzeitiger Translation der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umlauf des Drehrahmens eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F des Röntgenstrahlers 2 relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer Spiralbahn.

Die während der Abtastung aus den Detektorelementen 4 jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen, der das Ergebnis einer Bildrekonstruktion auf einer Anzeigeeinheit 16, z. B. einem Videomonitor, dargestellt.

Der Röntgenstrahler 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer (optional ebenfalls mitrotierenden) Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit einem Eingabemittel, insbesondere mit einer Tastatur 19, zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes 1 erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

5

Unter anderem kann die Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Einblendvorrichtung 3 und der optionalen detektornahen Strahlenblende eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit der Einblendvorrichtung 3 und der optionalen detektornahen Strahlenblende zugeordneten Verstelleinheiten 20 bzw. 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit eingestellt werden, die der Drehrahmen für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass eine dem Drehrahmen zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

10

15

Figur 2 zeigt ein ähnliches Computertomographiegerät 1 wie in Figur 1, das ebenfalls zur Durchführung der Verfahren nach der Erfindung geeignet ist. Bei diesem Computertomographiegerät 1 sind der Bildrechner und die Steuereinheit zusammen in dem mit 11 bezeichneten Bildrechner zusammengefasst. Die Ansteuerung der Verstelleinheiten 20, 21 und der Antriebseinheit 22 gemäß Figur 1 sind in dieser Figur aus Gründen der Übersichtlichkeit weggelassen. Stattdessen ist eine mit dem Bildrechner 11 in Verbindung stehende Antriebseinheit 24 dargestellt, mit Hilfe derer das auf einem Lagerungsbrett der Lagerungsvorrichtung 9 liegende Untersuchungsobjekt 26 (Patient) in Richtung der Systemachse z bewegbar ist.

20

25

30

35

Ein Ausführungsbeispiel für die Verfahren nach der Erfindung ist in **Figur 3** dargestellt. Das Verfahren beginnt in einem ersten Schritt 31 mit einer als "z-Scan" bezeichneten geradlinigen Abtastung (Topogramm). Dabei werden bei nicht rotierendem Röntgenstrahler 2, beispielsweise in einer Position wie in Figur 2 dargestellt, Durchstrahlungswerte an unterschiedlichen z-Positionen des Untersuchungsobjekts 26 aufgenommen. Es werden dabei wenigstens Durchstrahlungswerte aus

einem derart großen z-Bereich aufgenommen, dass ein zu untersuchender Bereich sicher davon abgedeckt ist und daher für eine nachfolgende Bildrekonstruktion erforderliche Linearabtastdaten alleine mittels des ersten Schritts 31 erfassbar sind. In einem zweiten Schritt 33 wird das Ergebnis des z-Scans - beispielsweise auch fortschreitend - auf der Anzeigeeinheit 16 (siehe Figur 1 oder 2) dargestellt.

Unter Nutzung des Eingabemittels 19 kann vom Bedienpersonal dann über Markierungszeiger 34 (Fig. 2) aus der Anzeigeeinheit 16 der interessierende Bereich ROI (Region of Interest) ausgewählt werden.

In einem dritten Schritt 35 werden die aus dem Linear Scan im ersten Schritt 31 ermittelten Topogrammdaten T in einem Topogrammspeicher 37 (siehe Figur 2) im Bildrechner 11 abgespeichert.

Nach erfolgter Auswahl des interessierenden Bereichs ROI findet in einem vierten Schritt 39 eine Rotationsabtastung (ϕ -Scan) statt, wobei an einer oder mehreren konstanten z-Positionen der Röntgenstrahler 2 jeweils mehrere volle Umläufe mit Rotationswinkel ϕ jeweils zwischen 0° und 360° ausführt. Die Untersuchung des Patienten geschieht hierbei vorzugsweise in der Sequenzbetriebsart, wobei bei rotierender Gantry an einer oder mehreren unterschiedlichen Tischpositionen gescannt wird. Bei Verwendung eines Flächendetektors kann dabei auch mit ruhendem Patiententisch gearbeitet werden, indem mittels einer detektorseitigen Strahlenblende nacheinander unterschiedliche Detektorzeilen aktiviert werden.

Der so ermittelte Rohdatensatz mit Projektionsdaten P wird in einem fünften Schritt 41 ebenfalls abgespeichert. In einem nachfolgenden sechsten Schritt 43 findet die Bildrekonstruktion R unter Verwendung sowohl der Topogrammdaten T als auch der Projektionsdaten P statt. Dabei wird eine 3D-Bildre-

konstruktion mittels sogenannter Kegelstrahl-Bildrekonstruktionsverfahren durchgeführt. Es können sowohl approximative Algorithmen, wie der sogenannte Feldkamp-Algorithmus oder darauf aufbauende Algorithmen, als auch exakte Verfahren, 5 beispielsweise die eingangs zitierten Algorithmen, zur Anwendung kommen.

Als Ergebnis des Rekonstruktionsschritts R wird das Tomogramm oder CT-Bild B in einem siebten Schritt 45 auf der Anzeigeeinheit 16 dargestellt. 10

Durch die Verwendung von Ausgangsdaten für die Bildrekonstruktion, die sowohl aus einer geradlinigen Abtastung als auch aus einer Rotationsabtastung stammen, ist bei dem Verfahren nach der Erfindung sichergestellt, dass die Abtastung 15 im 3D-Radon-Raum vollständig ist. Dieser sollte nämlich idealerweise alle Ebenenintegrale des Strahlenkonus beliebig im Untersuchungsobjekt orientierter Ebenen enthalten.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung eines Bildes (B) eines Untersuchungsobjektes (26) mit einem tomographiefähigen Röntgengerät, insbesondere mit einem Computertomographiegerät (1), welches ein mehrzeiliges Röntgendetektorarray (5), einen um eine Systemachse (Z) rotierbaren, ein kegelförmiges Strahlenbündel emittierenden Röntgenstrahler (2) und eine Positioniereinrichtung aufweist, mittels der das Untersuchungsobjekt (26) in einer Richtung parallel zu der Systemachse (Z) an unterschiedlichen z-Positionen relativ zu dem Röntgenstrahler (2) positionierbar ist, wobei aus von dem Röntgenstrahler (2) generierten Rohdaten das Bild (B) rekonstruiert wird, und wobei die Rohdaten generiert werden
- 15 - durch eine Rotationsabtastung, bei der eine Vielzahl von Projektionen während wenigstens eines Umlaufs oder Teilumlaufs des Röntgenstrahlers (2) um das Untersuchungsobjekt (26) aufgenommen wird, und
 - 20 - durch eine geradlinige Abtastung, bei der bei nicht rotierendem Röntgenstrahler (2) Durchstrahlungswerte an unterschiedlichen z-Positionen des Untersuchungsobjektes (26) aufgenommen werden,
- d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass
- alle zur Bildrekonstruktion verwendeten, durch geradlinige Abtastung generierten Durchstrahlungswerte in einer kontinuierlichen geradlinigen Abtastbewegung aufgezeichnet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1,
- d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass
- 30 während der kontinuierlichen geradlinigen Abtastbewegung die Durchstrahlungswerte unmittelbar nacheinander, insbesondere ohne dazwischen stattfindende Rotation des Röntgenstrahlers (2), aufgenommen werden.
- 35 3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2,
- d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass

alle zur Bildrekonstruktion verwendeten, durch Rotationsabtastung generierten Projektionen in einer kontinuierlichen Rotationsbewegung des Röntgenstrahlers (2) aufgenommen werden.

5

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Rotationsabtastung durchgeführt wird, indem nacheinander unterschiedliche z-Positionen eingestellt werden und dort jeweils bei gleichbleibender z-Position eine Vielzahl von Projektionen während jeweils wenigstens eines Umlaufs des Röntgenstrahlers (2) um das Untersuchungsobjekt (26) aufgenommen werden.

10

15

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Rotationsbewegung durchgeführt wird, indem an einer einzigen z-Position eine Vielzahl von Projektionen während wenigstens eines Umlaufs des als Flächendetektor ausgebildeten Röntgenstrahlers (2) um das Untersuchungsobjekt (26) aufgenommen wird.

20

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die geradlinige Abtastung als Topogramm vorgenommen wird.

25

7. Verfahren zur Erzeugung eines Bildes (B) eines Untersuchungsobjektes (26) mit einem tomographiefähigen Röntgengerät, insbesondere mit einem Computertomographiegerät (1), welches ein mehrzeiliges Röntgendetektorarray (5), einen um eine Systemachse (Z) rotierbaren, ein kegelförmiges Strahlenbündel emittierenden Röntgenstrahler (2) und eine Positioniereinrichtung aufweist, mittels der das Untersuchungsobjekt (26) in einer Richtung parallel zu der Systemachse (Z) an unterschiedlichen z-Positionen relativ zu dem Röntgenstrahler (2) positionierbar ist,

30

35

- a) wobei ein Topogramm aufgenommen wird, indem bei nicht rotierendem Röntgenstrahler (2) Durchstrahlungswerte an unterschiedlichen z-Positionen des Untersuchungsobjektes (26) aufgenommen werden,
- 5 b) wobei das Topogramm zur Auswahl eines interessierenden Bereichs (ROI) des Untersuchungsobjektes (26) auf einer Anzeigeeinheit (16) zur Anzeige gebracht wird,
- c) wobei das Topogramm abgespeichert wird,
- 10 d) wobei anschließend eine Rotationsabtastung durchgeführt wird, bei der eine Vielzahl von Projektionen während wenigstens eines Umlaufs oder Teilumlaufs des Röntgenstrahlers (2) um das Untersuchungsobjekt (26) aufgenommen wird, und
- 15 e) wobei aus den abgespeicherten Topogramm-Daten zusammen mit den während der Rotationsabtastung aufgenommenen Rohdaten das Bild (B) rekonstruiert wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7,
wobei die Rotationsabtastung zumindest den interessierenden
20 Bereich (ROI) umfasst.

9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8,
wobei alle zur Bildrekonstruktion verwendeten, durch Rotationsabtastung generierten Projektionen in einer kontinuierlichen Rotationsbewegung des Röntgenstrahlers (2) aufgenommen
25 werden.

Zusammenfassung

Verfahren zur Erzeugung eines Bildes mittels eines tomogra-
phiefähigen Röntgengeräts mit mehrzeiligem Röntgendetektorar-
ray

Es wird ein Verfahren zur Erzeugung eines Bildes (B) eines
Untersuchungsobjekts (26) mit einem tomographiefähigen Rönt-
gengerät, insbesondere mit einem Computertomographiegerät
10 (1), beschrieben. Das Gerät (1) weist ein mehrzeiliges Rönt-
gendetektorarray (5), einen um eine Systemachse (Z) rotierbar-
en, ein kegelförmiges Strahlenbündel emittierenden Röntgen-
strahler (2) und eine Positioniereinrichtung auf, mittels der
das Untersuchungsobjekt (26) in einer Richtung parallel zu
15 der Systemachse (Z) an unterschiedlichen z-Positionen relativ
zu dem Röntgenstrahler (2) positionierbar ist. Aus den von
dem Röntgenstrahler (2) generierten Rohdaten wird das Bild
(B) rekonstruiert. Hierzu werden Rohdaten sowohl aus einer
Rotationsabtastung als auch aus einer geradlinigen Abtastung
20 erzeugt. Bei der geradlinigen Abtastung werden alle zur Bild-
rekonstruktion verwendeten Durchstrahlungswerte in einer kon-
tinuierlichen geradlinigen Abtastbewegung aufgezeichnet, so
dass die Rotationsabtastung vorzugsweise unter kontinuierli-
cher Rotation des Röntgenstrahlers (2) aufgenommen werden
25 kann. Vorzugsweise wird als geradliniger Messdatensatz ein
Topogramm verwendet, das beispielsweise vor der eigentlichen
Rotationsabtastung ausgeführt wird, um einen interessierenden
Bereich (ROI) des Untersuchungsobjekts (26) für die nachfol-
gende Rotationsabtastung auszuwählen. Mit dem Verfahren ist
30 eine besonders schnelle Erfassung von Ausgangsdaten für die
nachfolgende 3D-Bildrekonstruktion möglich.

FIG 3

FIG 1

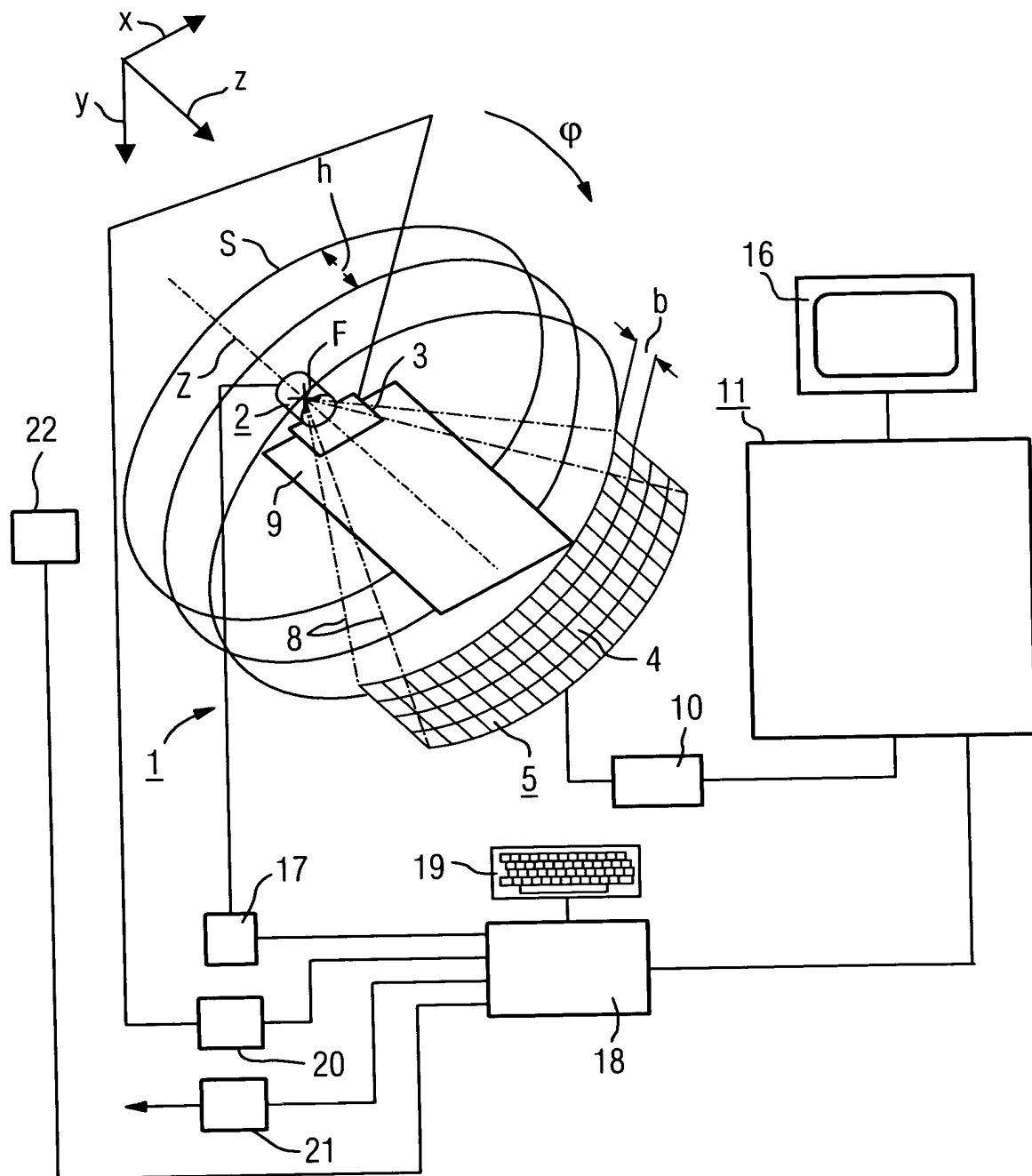


FIG 2

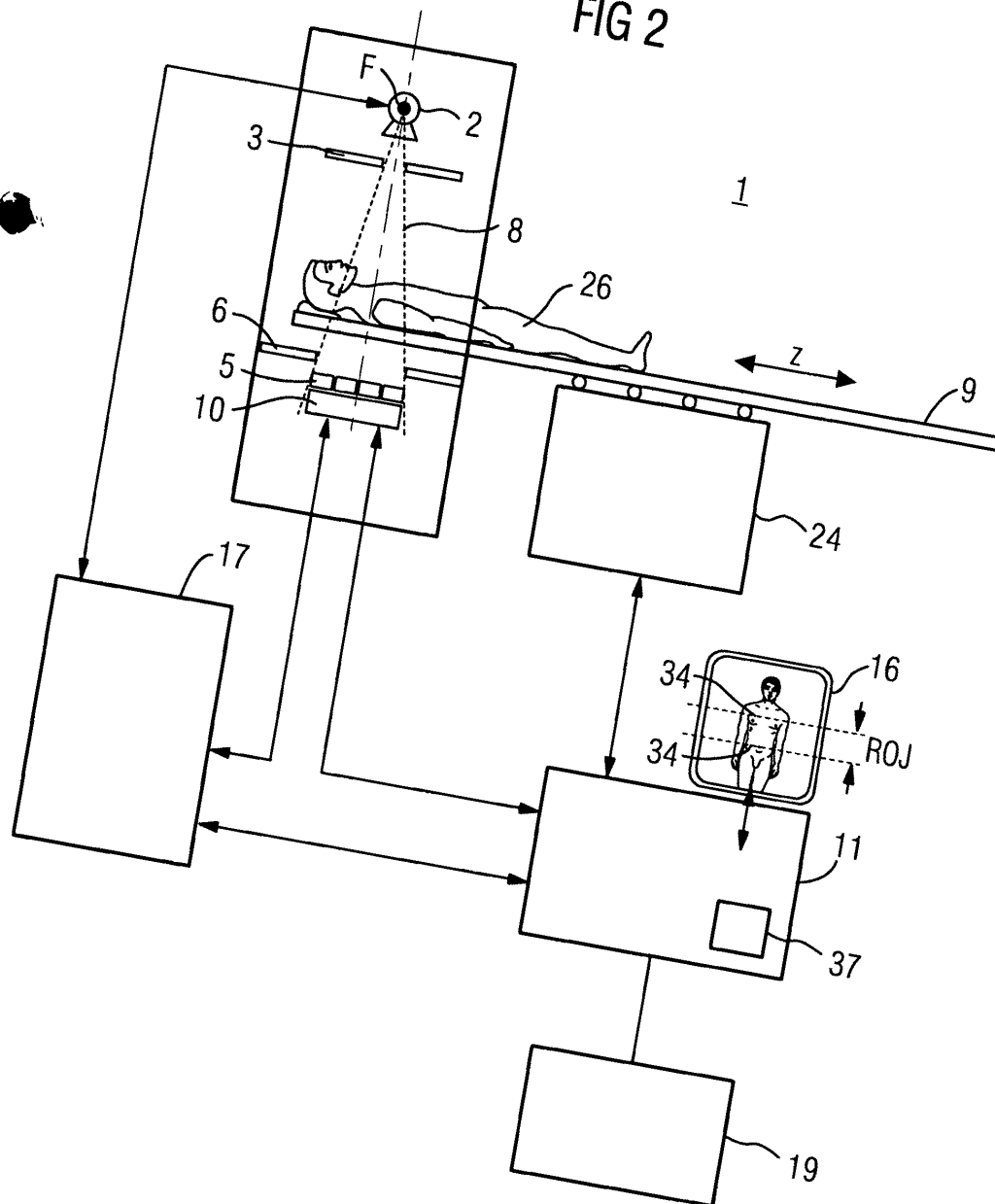


FIG 3

